

## 一种脑电涨落信号分析方法及其设备

### 技术领域

5 本发明涉及诊断用医疗技术设备领域，尤其涉及一种对脑电涨落信号进行分析的方法及其设备。

### 背景技术

10 理论上说，人和动物脑的生理和病理状态、脑的功能活动是可以如同心电图那样通过对脑电信号的检测获知的。目前医疗上在用的脑电图仪有模拟信号和数字信号两种。然而由于脑电信号非常微弱而复杂，即便是抗干扰性较强的数字化脑电图仪也远不能满足临床医疗的需要，致使脑电图的诊断意义较之心电图落后很多。

15 对脑电涨落信号进行检测分析以判断脑功能状况和所患疾病，是中国航天医学的研究成果，其临床意义远高于普通脑电图。因此，能够对脑电涨落信号进行全面、深入、准确分析的方法和相应的仪器设备便成为医学界的需要。中国专利 ZL96244175.9 “脑电超慢涨落分析仪”的功能是对脑电信号进行采集、放大、定时采样、数模转换及数据预处理，将处理过的信号传输给个人计算机。该专利技术将脑电信号的采集技术提高到一个新的水平，但是该设备并没有将  
20 所采集的脑电信号进行分析的功能，所能呈现给医生的还只是脑电的波型即脑电图。至于医生能从脑电图中获取多少对诊断有用的信息，就凭医生个人对脑电波型的辨识能力，依然没有满足为临床医疗提供依据的需要。

### 发明内容

25 本发明的目的在于提出一种应用当代计算机技术对脑电信号进行分析的方法和相关设备，用以获得一系列数据参数，并以多种方式显示，为脑功能检测和疾病诊断提供依据。

以下先对实现本发明目的的技术方案所涉及、使用的若干技术名词、术语，参考梅磊著《ET-脑功能研究新技术》（国防工业出版社，1994）作如下定义和解释。

30 S 谱：本发明所检测脑电的频率范围在以 mHz 计的超慢波范围内。这个谱

系被称为超慢谱 (Supra-slow pedigree), 简称 S 谱。组成 S 谱的谱线按其频率高低, 分别称为 S1、S2、S3……。如 1mHz 频率对应的谱线为 S1, 2mHz 频率对应的谱线为 S2, 以此类推。

基频: 比较常用的, 与脑内神经递质关系比较密切的几个脑电频率, 如 1、  
5 2、3、4、5、6、7、11、13mHz 等频率称为基频。

基本谱系: 基频所对应的谱系称为基本谱系。

优势频率、优势谱线、最优值: 将每个导联下各个频率的功率值从大到小排序, 前 n 个数值的频率即 D1-Dn 称优势频率; 优势频率对应的谱线为优势谱线; 优势频率的功率值为最优值。

10 最优频、最优谱线: 每导联优势频率中的最大值 D1 称为最优频, 最优频所对应的谱线称为最优谱线。

连频: 进入优势频率区的谱线有时出现其数值相连续现象, 如 2、3、4…mHz, 称之为连续频率, 即连频。

15 异频: S 谱中非谐振频率(频率值为大于 13 的质数)及其倍频所形成的谱线称为异频。

特频: S 谱中频率为 23mHz、27mHz、28mHz、29 mHz 及其谐频(如 46mHz、54mHz、…)的一系列特征频率称为特频。

特征谱线: 连频、异频、特频、最优频所对应的谱线统称为特征谱线。

20 A/P、L/R: 按导联空间分布位置, 计算每一频率前后两个导联功率值比值(如 F3 导联/C3 导联), 称为前后比值, 写作 A/P。将左右脑相同位置的导联的功率值进行比较, 计算其比值(如 F3 导联/F4 导联), 称为左右比值, 写作 L/R。

涨落数值: 泛指 S 谱系分析中获得的各个谱系的数值。

本发明的目的是按以下技术方案实现的。

25 本发明应用计算机技术先对脑电信号数据按一定时间长度进行分段, 对每段数据进行功率谱分析, 选择出 0.5-50Hz 范围内的最大功率幅值, 进行多次功率谱分析及频谱分析, 获得超慢波范围内的功率谱涨落图, 再对涨落图进行一系列分析, 获得一系列数据参数。并以数值、图形和曲线的方式显示出来。

30 本发明脑电涨落信号分析方法最少包括常规功率谱分析。其次还可以包括依次进行的脑电功率涨落信号分析、脑电涨落图分析和 S 谱系分析。还可增加

设置误差处理运算，用于修正发生误差的谱线。

本发明脑电涨落信号分析方法还包括对脑电信号的采集。采集方法及电极置放可应用任意导联系统或任意导联的组合，优选国际标准导联系统的 12 导联，电极置放优选位置为 F3、F4、C3、C4、P3、P4、O1、O2、F7、F8、T5、T6。

以下对每一分析方法的具体步骤和算法分别叙述。

所述常规功率谱分析包括如下步骤：

(1) 对给定时间长度的时域脑电信号做功率谱分析，即对脑电信号  $x(n)$  的 N 点观察数据  $x_N(n)$  直接做傅里叶变换，得到  $X_N(e^{j\omega})$ ；

(2) 取其幅值的平方，并除以 N，作为对  $x(n)$  的真实的功率谱  $P(e^{j\omega})$  的估计，用周期图法估计出的功率谱可以表示为， $P(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} |X_N(\omega)|^2$ ；

(3)  $X_N(\omega)$  的计算由快速傅里叶变换计算得到：

$$X_N(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk}, k = 0, 1, \dots, N-1, W_N = e^{-j\frac{2\pi}{N}}$$

，功率谱可表示为，

$$P(k) = \frac{1}{N} |X_N(k)|^2。$$

所述脑电功率涨落信号分析包括如下步骤：

(1) 选择边瓣幅值小且衰减快的窗函数，它表示为，

$$\omega(n) = 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), n = 0, 1, \dots, N-1。$$

，对脑电信号  $x(n)$  数据进行截短，得到

$$x_N(n) = x(n)\omega(n)；$$

(2) 对上述信号  $x_N(n) = x(n)\omega(n)$  做功率谱分析，采样时间为 T 秒，计算 FFT 得到频谱的频域分辨率为  $1/T$ ，选择出能量最大的功率幅值 p 及相应的频率 f；

(3) 按时间顺序对总时间长度为 N 秒的时域脑电信号按 T 秒进行分段，依次对 N/T 段数据进行上述常规功率谱分析和脑电功率涨落信号分析，得到最大功率幅值的涨落信号 p(n) 和相应频率涨落信号 f(n),  $n=1 \dots n, n=N/T$ 。它表示了总时间内功率及相应最大幅值的涨落过程。

所述脑电涨落图分析包括如下步骤：

(1) 对长度为  $n$  点的最大功率幅值涨落信号  $p(n)$  进行分析;

(2) 乘上长度为  $n$  的 Hanning 窗, 再做功率谱分析, 数据时间长度单位为  $N$  秒, 因而频域分辨率为  $1/N$  Hz, 取功率谱分析结果中一定频率范围的谱线组成脑涨落图;

5       (3) 当总采样时间大于  $N$  秒时, 以  $N$  秒为单位进行段落划分, 对每一段分别进行上述常规功率谱分析、脑电功率涨落信号分析和脑电涨落图分析。

所述  $S$  谱系分析包括如下步骤:

(1) 从每一个导联脑电涨落图中找出幅值最大的几条优势谱线  $D1-Dn$ , 按幅值从大到小排序, 得到单一导联数据的  $S$  谱, 共  $n$  个数值;

10       (2) 综合所有  $N$  导联共得到  $N*n$  条优势谱线, 把频率相同的优势谱线的数目累加, 得到  $S$  谱总谱。

以上分析方法称为本发明脑电涨落信号分析系列方法中第一层次的分析方法。在第一层次分析方法所得结果(数据)的基础上还可以做多项进一步分析, 称为第二层次分析方法, 包括以下 24 个项目。为叙述方便, 给第二层次  
15       分析方法的每个项目分别冠以序号:

在脑电功率涨落信号分析基础上进行的, (1)熵值运算和(2)单频竞争分析;

在  $S$  谱系分析基础上进行的, (3) $S$  谱总谱分析; (4)基本谱系分析; (5)最优值分析; (6) A/P 逆转; L/R 失衡情况分析; (7)特频分析; (8)异频分析; (9)连频分析; (10)最优频分析; (11)  $S$  谱系功率空间分布分析; (12)单频功率及相对值(L/R)  
20       分布分析; (13)平均功率分布分析; (14)功率相对值 A/P、L/R 分析; (15)长时程  $S$  谱系曲线分析; (16)长时程优势谱线曲线分析; (17)长时程基本谱系曲线分析; (18)长时程功率空间分布曲线分析; (19)长时程熵值曲线分析; (20)长时程特频曲线分析; (21)长时程连频曲线分析; (22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析;  
(23) 长时程常规功率谱曲线分析; (24) 长时程事件标记识别。

25       上述(7)特频分析、(8)异频分析、(9)连频分析、(10)最优频分析四项目可集称为特征谱线分析。

上述(12)单频功率分布分析、(13)平均功率分布分析、(14)功率相对值 A/P、L/R 分析三项目可集称为功率分布分析。

上述(15)长时程  $S$  谱系曲线分析、(16)长时程优势谱线曲线分析、(17)长时程基  
30       本谱系曲线分析、(18)长时程功率空间分布曲线分析、(19)长时程熵值曲线分析、

(20)长时程特频曲线分析、(21)长时程连频曲线分析、(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析、(23)长时程常规功率谱曲线分析、(24)长时程事件标记识别十个项目可集称为长时程动态曲线分析。

以下对第二层次各分析方法作叙述。

5 所述(1)熵值运算是在脑电功率涨落信号分析基础上进行的,其方法为,

(1) 根据  $H = -\sum_{k=8}^{13} p_k \lg_2 p_k$  计算熵,  $p_k$  为脑电波中各个频率占优的概率;

(2) 综合所有 N 个导联总概率分布进行熵值计算得到总熵(总数为  $n*N$ )。

10 所述(2)单频竞争分析也是在脑电功率涨落信号分析基础上进行的,其方法为,把脑电涨落信号中的频率涨落图  $f(n)$  中相同的最优频率数目随时间变化过程累加,得到最优频的概率曲线。

以下所述序号为(3)~(24)第二层次分析方法都是在 S 谱系分析基础上进行的。

所述(3)S 谱总谱分析方法为,将 S 谱系分析中得到的 S 谱总谱数据用图形表示出来。

15 所述(4)基本谱系分析方法为,对 S 谱中基频对应的 S 谱系进行统计分析,从频率大于 3 mHz 开始累加其倍周期频率的数值(如统计 3mHz 时还应累加 6mHz、9mHz,……的数值);同时把所有导联按照在头部的放置位置分成前后、左右若干部分分别进行统计。

20 所述(5)最优值分析方法为,将优势频率的功率数值和相应频率按导联的空间位置分布显示。

所述(6)A/P 逆转、L/R 失衡情况分析方法为,按导联空间分布位置计算每一频率功率值的前后比值 A/P,并将 A/P 值大于一定限值的频率显示出来;同时计算左右比值 L/R,将 L/R 值大于一定限值的频率显示出来。

25 所述(7)特频分析、(8)异频分析、(9)连频分析、(10)最优频分析四个项目,其方法为,分别将每导联的特频、异频、连频、最优频按导联空间分布位置显示。

所述(11)S 谱系功率空间分布分析方法为,将脑电涨落图中的每条谱线的功率值按空间导联位置分布排列,在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱线的选择,将被选定的谱线,按导联的空间位置分布显示其在每个导联下的功率数值。

所述(12)单频功率及相对值(L/R)分布分析方法为,将每导联优势谱线D1-Dn相应的功率值相加,得到每导联的总功率值;将基频的功率及左右比值(L/R)中大于限定值或小于1/限定值的数值按导联的空间分布显示出来。

5 所述(13)平均功率分布分析方法为,将每个导联平均功率按导联空间分布位置显示出来。

所述(14)功率相对值A/P、L/R分析方法为,按导联空间分布位置计算功率值的前后比值和左右比值。

10 所述(15)长时程S谱系曲线分析方法为,分别以每个导联下或全部导联的每一个谱系或每一条谱线的涨落数值为纵轴,以时间为横轴做出曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱线或谱系选择。

所述(16)长时程优势谱线曲线分析方法为,以进入优势谱线区的谱线的频率为纵轴,以时间为横轴做出曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行优势谱线排名序次(D1-Dn)选择。

15 所述(17)长时程基本谱系曲线分析方法为,分别以所有导联或每个导联下的基本谱系各个时间段的涨落数值为纵轴,以时间为横轴做出基本谱系曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱系选择。

所述(18)长时程功率空间分布曲线分析方法为,每一个导联下,每一条谱线,以其功率值为纵轴,以时间为横轴做出曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱线选择。

20 所述(19)长时程熵值变化曲线分析方法为,以全部导联或每个导联下的熵值为纵轴,以时间为横轴分别做出曲线,反映熵值随时间的变化。

所述(20)长时程特频曲线分析方法为,分别以所有导联或每个导联下特频出现的个数为纵轴,以时间为横轴做出曲线,用于观察特频随时间动态变化的情况。

25 所述(21)长时程连频曲线分析方法为,分别以所有导联或每个导联下连频出现的个数为纵轴,以时间为横轴分别做出曲线,显示连频随时间动态变化的情况。

30 所述(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析方法为,从单频功率及相对值分布(L/R)分析中读取基本谱系每个导联下的功率值,以功率值为纵轴,以时间为横轴做出曲线,按导联的空间位置分布显示出每条曲线。在显示界面

上以“画中画”方式开一窗口，进行谱系选择。

所述(23)长时程常规功率谱曲线分析方法为，从常规功率谱中找出幅值最大的  $n$  个频率  $D1-Dn$ ，按幅值从大到小排序，分别以这些频率的功率值为纵轴，以时间为横轴，作出  $n$  条动态曲线。

- 5 所述(24)事件标记识别方法为，辨认脑电记录盒所记录的事件标记信号，将这些标记信号在脑电信号回放及各种动态曲线时间轴的相应位置显示标记符号。

以上所述第二层次分析方法中，共列举 24 种分析方法。各方法的选择和组合应用可有如下方案：

- 10 (1) 所有方法同时应用；  
(2) 除“事件标记识别”外，选择任何一个项目单独应用；  
(3) 除“事件标记识别”外，其它项目作任意组合应用；  
(4) 事件标记识别与长时程动态曲线分析的其它九个项目中的任何一个或几个项目结合进行。

- 15 以上所述分析方法可应用于对任意一个或几个导联组合所采集的脑电信号进行数据处理，并且可以选择将分析结果中一个或几个导联组合的运算结果输出到终端处理器进行显示、打印或存储。

- 20 本发明还公开了一种对脑电涨落信号进行分析的设备。它包括电极、数字化脑电信号放大器或脑电记录盒、个人计算机、数据处理器、终端处理器。它们依次连接。其中，电极采集脑电信号，信号传送到数字化脑电信号放大器和/或脑电信号记录盒，对信号接受、放大、数模转换、数字滤波或/和数据存储，数字化脑电信号放大器和/或脑电信号记录盒中的数据上传至个人计算机，由与计算机相连的数据处理器完成数据处理和涨落分析，分析结果传输到终端处理器进行存储、显示或打印。

- 25 所述电极的放置方法可选取任意一种导联连接方法中的一个或几个导联的组合。

- 所述数据处理器包括进行第一层次分析的常规功率谱分析模块、脑电功率涨落信号分析模块、脑电涨落图分析模块和  $S$  谱系分析模块。它们依次相连，上一模块产生的数据传送到下一模块进行运算分析。数据处理器还可包括进行  
30 第二层次分析的以下 24 个模块中的任意个模块。第二层次分析模块接受第一

层次分析模块的分析结果(数据)作进一步分析。为叙述方便,给第二层次分析模块分别冠以序号:

与脑电功率涨落信号分析模块相连并接受其数据的(1)熵值运算模块和(2)单频竞争分析模块;

- 5 与 S 谱系分析模块相连并接受其数据的(3)S 谱总谱分析模块;(4)基本谱系分析模块;(5)最优值分析模块;(6) A/P 逆转、L/R 失衡情况分析模块;(7)特频分析模块;(8)异频分析模块;(9)连频分析模块;(10)最优频分析模块;(11) S 谱系功率空间分布分析模块;(12)单频功率分布分析模块;(13)平均功率分布分析模块;(14)功率相对值 A/P、L/R 分析模块;(15)长时程 S 谱系曲线分析模块;(16)长时程优势谱线曲线分析模块;(17)长时程基本谱系曲线分析模块;(18)长时程功率空间分布曲线分析模块;(19)长时程熵值曲线分析模块;(20)长时程特频曲线分析模块;(21)长时程连频曲线分析模块;(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析模块;(23)长时程常规功率谱曲线分析模块;(24)长时程事件标记识别模块。

- 15 以下对两层次各分析模块分别叙述。在第一层次分析模块中,  
所述常规功率谱分析模块,用于对给定时间长度的时域脑电信号做功率谱

分析,得到功率谱,可表示为  $P(k) = \frac{1}{N} |X_N(k)|^2$ ;

所述脑电功率涨落信号分析模块,用于选择边瓣幅值小且衰减快的窗函数,它表示为  $\omega(n) = 0.5 - 0.5 \cos(\frac{2\pi n}{N}), n = 0, 1, \dots, N-1$ , 对脑电信号  $x(n)$  数据进行截短,

- 20 得到  $x_N(n) = x(n)\omega(n)$ ;

- 对上述信号  $x_N(n) = x(n)\omega(n)$  做功率谱分析,采样时间为 T 秒,计算 FFT 得到频谱的频域分辨率为  $1/T$ , 选择出能量最大的功率幅值 p 及相应的频率 f; 按时间顺序对总的时间长度为 N 秒的时域脑电信号按 T 秒进行分段,依次对每段数据进行上述常规功率谱分析模块的分析、脑电功率涨落信号分析模块的分析,  
25 得到最大功率幅值的时间涨落信号  $p(n)$  和相应频率涨落信号  $f(n)$ ,  $n=1 \dots n, n=N/T$ 。

所述脑电涨落图分析模块,用于对长度为 n 点的最大功率幅值涨落信号  $p(n)$  进行分析。乘上长度为 n 的 Hanning 窗,再做功率谱分析,数据时间长度



单位为 N 秒，因而频域分辨率为  $1/N$  Hz，取功率谱分析结果中频带一定范围的谱线组成脑电涨落图。当总采样时间大于 N 秒时，以 N 秒为单位进行段落划分，对每一段分别进行上述常规功率谱分析模块、脑电功率涨落信号分析模块、脑电涨落图分析模块的运算过程。

- 5        所述 S 谱系分析模块，用于从每一个导联脑电涨落图中找出幅值最大的几条优势谱线 D1-Dn，按幅值从大到小排序，得到单一导联数据的 S 谱，共 n 个数值；综合所有 N 导联共得到  $N*n$  条优势谱线，把频率相同的优势谱线的数目累加，得到 S 谱总谱。

以下对第二层次分析模块分别叙述。

- 10       第一层次中的脑电功率涨落信号分析模块分析所得数据传输给(1)熵值运算模块和(2)单频竞争分析模块，做第二层次分析。其中，

所述熵值运算模块，用于根据 
$$H = - \sum_{k=8}^{13} p_k \lg_2 p_k$$
 来计算熵， $p_k$  为脑电波中各个频率占优的概率；综合所有 N 个导联总概率分布进行熵值计算得到总熵（总数为  $n*N$ ）。

- 15       所述单频竞争分析模块用于把脑电涨落信号中的频率涨落图  $f(n)$  中相同的最优频率数目随时间变化过程（1-n 数据段）累加，得到最优频的概率曲线。

第一层次中的 S 谱系分析模块分析所得数据传输给以下第二层次分析模块：

- 20       所述(3)S 谱总谱分析模块，将从 S 谱系分析模块中得到的 S 谱总谱数据用图形表示出来。

所述(4)基本谱系分析模块，用于对 S 谱中基频对应的 S 谱系进行统计分析，从频率大于 3 mHz 开始累加其倍数频率的数值；同时把所有导联按照在脑部的分布位置分成前后左右若干部分分别进行统计。

- 25       所述(5)最优值分析模块，用于按导联的空间位置分布显示每个导联下的 D1-Dn 优势频率的功率数值和相应频率。

所述(6)A/P 逆转、L/R 失衡情况分析模块，用于按导联空间分布位置计算每一个频率功率值的前后比值 A/P，并将 A/P 值大于一定限值的频率显示出来；同时计算左右比值 L/R，将 L/R 值大于一定限值的频率显示出来。

所述(7)特频分析模块、(8)异频分析模块、(9)连频分析模块、(10)最优频分析

模块, 分别用于将每导联的特频、异频、连频、每个最优频按导联空间分布位置显示出来。

5 所述(11)S 谱系功率空间分布分析模块, 用于将脑电涨落图中的每条谱线的功率值按空间导联位置分布排列, 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱线的选择, 将被选定频率的谱线, 按导联的空间位置分布显示出每个导联下的功率数值。

所述(12)单频功率及相对值分布 L/R 分析模块, 将每导联优势谱线 D1-Dn 相应的功率值相加, 得到每导联的总功率值; 将基频的功率及左右比值 (L/R) 中大于限定值或小于 1/限定值的数值按导联的空间分布显示出来。

10 所述(13)平均功率分布分析模块, 将每个导联平均功率按导联空间分布位置显示出来。

所述(14)功率相对值 A/P、L/R 分析模块, 按导联空间分布位置计算功率值的前后比值和左右比值。

15 所述(15)长时程 S 谱系曲线分析模块, 分别以每个导联下或全部导联的每一个谱系或每一条谱线的涨落数值为纵轴, 以时间为横轴, 做成曲线; 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱线或谱系选择。

所述(16)长时程优势谱线曲线分析模块, 用于以进入优势谱线区的谱线的频率为纵轴, 以时间为横轴做成曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行优势谱线排名序次 (D1-Dn) 的选择。

20 所述(17)长时程基本谱系曲线分析模块, 用于分别以所有导联或每个导联下的基本谱系各个时间段的涨落数值为纵轴, 以时间为横轴做成基本谱系曲线; 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱系的选择。

25 所述(18)长时程功率空间分布曲线分析模块, 用于将每一个导联下的每一条谱线, 以其功率值为纵轴, 以时间为横轴做出曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱线的选择。

所述(19)长时程熵值变化曲线分析模块, 用于将全脑或每个导联下的熵值为纵轴, 以时间为横轴分别做出曲线。

所述(20)长时程特频曲线分析模块, 用于以所有导联或每个导联的特频出现的个数为纵轴, 以时间为横轴做出曲线。

30 所述(21)长时程连频曲线分析模块, 以所有导联或每个导联下的连频出

现的个数为纵轴，以时间为横轴分别做出曲线。

所述(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析模块，用于从单频功率及相对值分布(L/R)分析中读取基本谱系的每个导联下的功率值，以功率值为纵轴，以时间为横轴作出曲线，按导联的空间位置分布显示出每条曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口，进行谱系的选择。

所述(23)长时程常规功率谱曲线分析模块，用于从常规功率谱中找出幅值最大的n个频率D1-Dn，按幅值从大到小排序，分别以这些频率的功率值为纵轴，以时间为横轴，作出n条动态曲线。

所述(24)长时程事件标记模块，用于辨认脑电记录盒所记录的事件标记信号，将这些标记信号在脑电信号回放及各种动态曲线时间轴的相应位置显示标记符号。它分别与各长时程分析模块连接。

所述数据处理器对电极所采集的脑电信号，可选择其中任意一个或几个导联组合的数据进行处理。

以上所述担负第二层次分析的模块，可以同时装配同时使用，也可以将(24)事件标记识别模块除外，其它(1)~(23)所有模块作任意组合装配使用。

以上所述分析方法可应用于对任意一个或几个导联组合所采集的脑电信号进行数据处理，也可以选择将分析结果中一个或几个导联组合的运算结果输出到终端处理器。

所述终端处理器由显示器、打印机和存储设备(如硬盘、软盘、光盘等)组成，用于接受数据处理器的信号，并选择数据处理器的运算结果中一个或几个导联组合的运算结果，进行存储、显示或打印。

根据本发明的方法和装置经过检测和运算显示出来的数据和曲线，可分析脑的功能状态，分析脑病患者脑内神经递质的状况，能够分析CT和核磁共振无能为力的大脑功能性变化，为医学界对功能性脑病的诊断提供直接的客观指标，弥补医学界对于功能性脑病(如精神病)的诊断缺少客观检测指标的空白。

## 附图说明

图1为本发明的第一个实施例的方框图。

图2为本发明的第二个实施例的方框图；

图3为本发明的第三个实施例的方框图；

图 4 为本发明的数据处理器的结构方框图。

其中方框之间以箭头连接者表示逻辑关系：在前模块运算所得数据是在后模块运算的基础，在后模块的运算依赖于在前模块运算所得的数据。方框之间以直线连接者表示包含关系：在前方框所示模块由在后多个模块构成。如在前方框仅仅是在后方框所示多个模块所属模块类别的概全名称，则以虚线框之。

### 具体实施方式

以下结合附图对本发明作进一步说明。

本发明对脑电涨落进行分析的实施过程为，用计算机涨落扫描技术从脑电波中提取出脑电涨落信号，再对涨落信号进行频谱分析，从而获得 1-255mHz 范围内的功率谱。具体的分析过程可以概括为：对 1024 秒脑电数据按每段 2 秒进行分段，共分成 512 段；对每段数据进行功率谱分析，选择出 0.5-50Hz 范围内的最大功率幅值；对最大功率幅值的时间涨落过程（即 512 个数据段相应的功率谱的最大值）进行功率谱分析，获得 1-255mHz 范围内的功率谱涨落图。

本发明设备的构成可以有以下三种类型：

如附图 1 所示，包括依次连接的电极 A、数字化脑电信号放大器 B、USB 接口 J、个人计算机 C、数据处理器 D、终端处理器 E。

如附图 2 所示，包括依次连接的电极 A、脑电记录盒 F、USB 接口 J、个人计算机 C、数据处理器 D、终端处理器 E。

如附图 3 所示，包括电极 A、数字化脑电信号放大器 B 和脑电记录盒 F、USB 接口 J、个人计算机 C、数据处理器 D、终端处理器 E。其中电极 A 同时连接数字化脑电信号放大器 B 和脑电记录盒 F，数字化脑电信号放大器 B 直接与个人计算机 C 连接，而脑电记录盒 F 则通过 USB 接口 J 与个人计算机 C 连接。个人计算机 C 再顺序连接数据处理器 D 和终端处理器 E。

对本发明设备各部件的功能作用分别叙述如下。

电极 A：用于采集脑电信号。电极放置采用国际标准导联系统的 12 导联，位置分别为 F3、F4、C3、C4、P3、P4、O1、O2、F7、F8、T5、T6。脑电采样率为 128Hz。

数字化脑电信号放大器 B：有信号接受、信号放大、数模转换、数字滤波

等功能。

脑电记录盒 F: 用于采集、分析长时程 (超过 18 分钟) 的脑电数据, 有信号采集、信号放大、数模转换、数字滤波、数据存储、数据回放的功能。脑电记录盒中的数据上传至个人计算机进行涨落分析。

5 个人计算机 C: 主机处理器采用 PIV 型, 内存 256M。

终端处理器 E: 由显示器、打印机和存储设备 (如硬盘、软盘、光盘等) 组成, 接受数据处理器 D 的运算结果并进行存储、显示或打印。

10 数据处理器 D: 所述数据处理器包括进行第一层次分析的常规功率谱分析模块 D1、脑电涨落信号分析模块 D2、脑电涨落图分析模块 D3 和 S 谱系分析模块 D4。它们依次相连, 上一模块产生的数据传送到下一模块。数据处理器还可包括进行第二层次分析的以下 24 个模块中的任意个模块。为叙述方便, 给第二层次分析模块分别冠以序号:

与 D2 模块相连并接受其数据的(1)熵值运算模块 D5 和(2)单频竞争分析模块 D6;

15 与 D4 模块相连并接受其数据的(3)S 谱总谱分析模块 D4a; (4)基本谱系分析模块 D4b; (5)最优值分析模块 D4c; (6) A/P 逆转、L/R 失衡情况分析模块 D4d; (7)特频分析模块 D4ea; (8)异频分析模块 D4eb; (9)连频分析模块 D4ec; (10)最优频分析模块 D4ed; (11) S 谱系功率空间分布分析模块 D4f; (12)单频功率分布分析模块 D4ga; (13)平均功率分布分析模块 D4gb; (14)功率相对值 A/P、L/R 分析模  
20 块 D4gc; (15)长时程 S 谱系曲线分析模块 D4ha; (16)长时程优势谱线曲线分析模块 D4hb; (17)长时程基本谱系曲线分析模块 D4hc; (18)长时程功率空间分布曲线分析模块 D4hd; (19)长时程熵值变化曲线分析模块 D4he; (20)长时程特频曲线分析模块 D4hf; (21) 长时程连频曲线分析模块 D4hg; (22) 长时程基本谱系功率空间分布曲线分析模块 D4hh; (23) 长时程常规功率谱曲线分析模块 D4hi;  
25 (24) 长时程事件标记识别模块 D4hj。

其中, 上述(7)特频分析模块 D4ea、(8)异频分析模块 D4eb、(9)连频分析模块 D4ec、(10)最优频分析模块 D4ed 四个模块集为一体, 称为特征谱线分析模块 D4e。

上述(12)单频功率分布分析模块 D4ga、(13)平均功率分布分析模块 D4gb、(14)  
30 功率相对值 A/P、L/R 分析模块 D4gc 三个模块集为一体, 称为功率分布分析模

块 D4g。

上述(15)长时程 S 谱系曲线分析模块 D4ha、(16)长时程优势谱线曲线分析模块 D4hb、(17)长时程基本谱系曲线分析模块 D4hc、(18)长时程功率空间分布曲线分析模块 D4hd、(19)长时程熵值变化曲线分析模块 D4he、(20)长时程特频曲线分析模块 D4hf、(21)长时程连频曲线分析模块 D4hg、(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析模块 D4hh、(23)长时程常规功率谱曲线分析模块 D4hi、(24)长时程事件标记识别模块 D4hj 十个模块集为一体，称为长时程动态曲线分析模块 D4h。

对上述各模块的功能作用分别叙述如下。

#### 1. 常规功率谱分析模块 D1

把随机信号  $x(n)$  的  $N$  点观察数据  $x_N(n)$  直接做傅里叶变换，得到  $X_N(e^{j\omega})$ ，然后再取其幅值的平方，并除以  $N$ ，作为对  $x(n)$  的真实的功率谱  $P(e^{j\omega})$  的估计。

用周期图法估计出的功率谱可以表示为：
$$P(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} |X_N(\omega)|^2$$
。

$X_N(\omega)$  的计算由快速傅里叶变换 (FFT) 计算得到：

$$X_N(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk}, k=0,1,\dots,N-1, W_N = e^{-j\frac{2\pi}{N}}$$

，功率谱可表示为：

$$P(k) = \frac{1}{N} |X_N(k)|^2$$

对给定时间长度为 8 秒的时域脑电信号做功率谱分析，得到其在频域的能量分布情况即常规功率谱，并将功率谱以图形方式传输给终端处理器 E。

#### 2. 脑电功率涨落信号分析模块 D2

在实际估计功率谱过程中，在选择窗函数时，选取主瓣窗，边瓣幅值小且衰减快的窗函数。Hanning (汉宁窗) 主瓣稍宽，但有较小的边瓣和较大衰减

速度，它表示为：
$$\omega(n) = 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), n=0,1,\dots,N-1$$
，用 Hanning 窗对数据进行截短，得到  $x_N(n) = x(n)\omega(n)$ 。

对给定时间长度为 2 秒的时域脑电信号乘上 Hanning 窗后做功率谱分析，采样时间为 2 秒，因而计算 FFT 得到频谱的频域分辨率为  $1/T=1/2=0.5\text{Hz}$  (T

为采样时间), 在 8-13Hz 的频带范围内(8Hz, 8.5Hz, 9Hz, 9.5Hz, 10Hz, 10.5Hz, 11Hz, 11.5Hz, 12Hz, 12.5Hz, 13Hz, 共 11 个数值) 选择出能量最大的功率幅值  $p$  及相应的频率  $f$ 。

5 按时间顺序对总长度为 1024 秒的时域脑电信号按每段 2 秒进行分段, 共分成 512 段。依次对 512 段数据进行常规功率谱分析模块 D1、脑电涨落信号分析模块 D2 的运算, 得到最大功率幅值的时间涨落信号  $p(n)$  和相应频率涨落信号  $f(n)$ ,  $n=1\cdots\cdots 512$ 。它表示了 1024 秒时间内功率及相应最大幅值的涨落过程。

10 将时间涨落信号传输给脑电涨落图分析模块 D3、熵值运算分析模块 D5、单频竞争分析模块 D6, 同时将信号传输给终端处理器 E。

### 3. 脑电涨落图分析模块 D3

15 对长度为 512 点(1024 秒)的最大功率幅值涨落信号  $p(n)$  进行分析。乘上长度为 512 的 Hanning 窗, 再做功率谱分析。数据时间长度单位为 1024 秒, 因而频域分辨率为  $1/1024$  Hz, 取功率谱分析结果中频带范围  $1/1024*(1-255)$  Hz 的谱线组成脑电涨落图。如果总采样时间大于 1024 秒, 则以 1024 秒为单位进行段落划分, 对每一段重复进行上述常规功率谱分析模块 D1、脑电功率涨落信号分析模块 D2、脑电涨落图分析模块 D3 运算过程。

脑电涨落图分析模块 D3 将脑电涨落图信号传输给 S 谱系分析模块 D4, 同时也传输给终端处理器 E。

### 20 4. S 谱系分析模块 D4

从每一个导联脑电涨落图中找出幅值最大的 8 条优势谱线 D1-D8, 按幅值从大到小排序, 得到单一导联数据的 S 谱, 共 8 个数值。综合 12 导联共得到  $12 \times 8 = 96$  条优势谱线, 把频率相同的优势谱线的数目累加, 得到 S 谱总谱。

25 S 谱系分析模块 D4 将单一导联 S 谱及 S 谱总谱信号传输给 S 谱总谱分析模块 D4a、基本谱系分析模块 D4b、最优值 D (1-8) 分析模块 D4c、A/P 逆转、L/R 失衡情况分析模块 D4d、特征谱线分析模块 D4e、S 谱系功率空间分布分析模块 D4f、功率分布分析模块 D4g、长时程动态曲线分析模块 D4h。同时也将 S 谱总谱信号传输给终端处理器 E。

### 5. 熵值运算模块 D5

$$H = - \sum_{k=8}^{13} p_k \lg_2 p_k$$

根据  $H = - \sum_{k=8}^{13} p_k \lg_2 p_k$  来计算熵,  $p_k$  为脑电波中各个频率占优的概率(总数为 512, 概率为单个频率占优数目除以 512)。综合所有 12 个导联总概率分布进行熵值计算得到总熵(总数为 512\*12)。将数据传输给终端处理器 E。

#### 6. 单频竞争分析模块 D6

- 5 把脑电涨落信号中的频率涨落图  $f(n)$  中相同的最优频率数目随时间变化过程(1-512 数据段)累加, 得到最优频的概率曲线。

#### 7. S 谱总谱分析模块 D4a

将 S 谱系分析模块 D4 中所产生的 S 谱总谱信号做成图形, 并将图形及数据传输给终端处理器 E。

#### 10 8. 基本谱系分析模块 D4b

- 对 S 谱中 1mHz、2mHz、3mHz、4mHz、5mHz、6mHz、7mHz、11mHz、13mHz 共 9 个基频对应的谱系(S1、S2、S3、S4、S5、S6、S7、S11、S13) 进行统计分析, 从频率大于 3 mHz 开始还应累加其倍数频率的数值(如统计 3mHz 时还应累加 6mHz、9mHz, ……的数值)。同时把 12 导联按照大脑位置分成左前(F3, F7, C3)、左后(T5, P3, O1)、右前(F4, C4, F8)、右后(P4, T6, O2) 四个部分分别进行统计。将统计结果传输给终端处理器 E。
- 15

#### 9. 最优值(D1-8)分析模块 D4c

按导联的空间位置分布显示出每个导联下的 D1-D8 最优频率的功率数值和相应频率, 并将结果传输给终端处理器 E。

#### 20 10. A/P 逆转、L/R 失衡情况分析模块 D4d

按导联空间分布位置计算每一个频率的功率值的前后比值(如 F3/C3, C3/P3) A/P, 将 A/P 值大于 10 的频率显示出来; 同时计算左右比值(如 F3/F4, C3/C4) L/R, 将 L/R 值大于 10 的频率显示出来。

11. 特征谱线分析模块 D4e: 包括特频分析模块 D4ea、异频分析模块 D4eb、连频分析模块 D4ec、最优频分析模块 D4ed。其中,
- 25

(1) 特频分析模块 D4ea: 将每导联的特频按导联空间分布位置显示, 将结果传输给终端处理器 E。

(2) 异频分析模块 D4eb: 将每导联的异频按导联空间分布位置显示, 将结果传输给终端处理器 E。



(3) 连频分析模块 D4ec: 将每导联的连频按导联空间分布位置显示, 将结果传输给终端处理器 E。

(4) 最优频分析模块 D4ed: 将每个最优频按导联空间分布位置显示其相应的频率, 将结果传输给终端处理器 E。

5        12. S 谱系功率空间分布分析模块 D4f

从脑电涨落图中选择出指定频率的某一谱线, 按导联的空间位置分布显示出每个导联下的功率数值。将功率空间分布情况传输给终端处理器 E。

13. 功率分布分析模块 D4g: 包括单频功率及相对值分布 (L/R) 分析模块 D4ga、平均功率分布分析模块 D4gb、A/P、L/R 分析模块 D4gc。

10        将每导联最优谱线 D1-D8 相应的功率值相加, 得到每导联的总功率值, 将结果分别传输给单频功率及相对值分布 (L/R) 分析模块 D4ga、平均功率分布分析模块 D4gb、A/P、L/R 分析模块 D4gc。

15        (1) 单频功率及相对值分布 (L/R) 分析模块 D4ga: 将基频的功率及 L/R 比值中大于 10 或小于 0.1 的数值按导联的空间分布显示出来, 将结果传输给终端处理器 E。

(2) 平均功率分布分析模块 D4gb: 将每个导联平均功率按导联空间分布位置显示出来, 将结果传输给终端处理器 E。

20        (3) A/P、L/R 分析模块 D4gc: 按导联空间分布位置计算功率值的前后比值 (如 F3/C3, C3/P3) 和左右比值 (如 F3/F4, C3/C4), 将结果传输给终端处理器 E。

14. 长时程动态曲线分析模块 D4h

25        包括 S 谱系曲线分析模块 D4ha、优势谱线曲线分析模块 D4hb、基本谱系曲线分析模块 D4hc、功率空间分布曲线分析模块 D4hd、熵值曲线分析模块 D4he、特频曲线分析模块 D4hf、连频曲线分析模块 D4hg、基本谱系功率空间分布曲线分析模块 D4hh、常规功率谱曲线分析模块 D4hi、事件标记识别模块 D4hj。

把长时程 (采集时间大于 18 分钟) 的脑电数据按照 18 分钟的长度进行分段, 对每段数据进行脑涨落图分析 (重复步骤 D1-D4), 将分析结果传输给以下的分析模块。

30        (1) 优势谱线曲线分析模块 D4ha: 用于以进入优势谱线区的谱线的频率

为纵轴,以时间为横轴做成曲线;在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行优势谱线排名序次(D1-Dn)的选择;

5 (2) S 谱系曲线分析模块 D4hb: 分别以每个导联下或全部导联的每一个谱系或每一条谱线的涨落数值为纵轴,以时间为横轴,做成曲线;在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱线或谱系选择。据此观察每一频率谱线或谱系在整个大脑中随时间变化的情况。

10 (3) 基本谱系曲线分析模块 D4hc: 分别以所有导联或每个导联下的基本谱系各个时间段的涨落数值为纵轴,以时间为横轴做成基本谱系曲线,在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱系的选择。用以掌握与大脑功能关系最密切的几个基本谱系的动态情况。

(4) 功率空间分布曲线分析模块 D4hd: 每一个导联下,每一条谱线,以其功率值为纵轴,以时间为横轴描绘曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱系的选择。据此观察每一个导联下,每一条谱线功率值随时间变化的情况。

15 (5) 熵值曲线分析模块 D4he: 将所有导联或每个导联下的熵值为纵轴,以时间为横轴分别做出曲线,反映熵值随时间的变化,据此观察不同时间大脑能量分布状况。

(6) 特频曲线分析模块 D4hf: 以所有导联特频出现的个数为纵轴,以时间为横轴做出曲线,据此观察特频随时间动态变化的情况。

20 (7) 连频曲线分析模块 D4hg: 以所有导联或每个导联下的联频出现的个数为纵轴,以时间为横轴分别做出曲线,观察病人不同时间脑功能下降的情况。

25 (8) 基本谱系功率空间分布曲线 D4hh: 从单频功率及相对值分布(L/R)分析模块 D4ga 中读取基本谱系的每个导联下的功率值,以功率值为纵坐标,以时间为横坐标作出曲线,按导联的空间位置分布显示出每条曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱系的选择。据此观察每个基本谱系随时间变化及空间分布的情况。

30 (9) 常规功率谱曲线分析模块 D4hi: 从常规功率谱中找出幅值最大的 8 个频率值 D1-D8,按幅值从大到小排序,分别以这些频率的功率值为纵轴,以时间为横轴,作出 8 条动态曲线,据此观察脑电中功率占优的频率随时间变化的情况。

(10) 事件标记识别模块 D4hj: 它分别与各长时程分析模块连接, 用以辨认脑电记录盒 F 所记录的事件标记信号, 将这些标记信号在脑电信号回放及各种动态曲线上时间轴的相应位置显示标记符号。

## 5 工业应用性

根据本发明的方法和装置经过检测和运算显示出来的数据和曲线, 可分析脑的功能状态, 分析脑病患者脑内神经递质的状况, 能够分析 CT 和核磁共振无能为力的大脑功能性变化, 为医学界对功能性脑病的诊断提供直接的客观指标, 弥补医学界对于功能性脑病(如精神病)的诊断缺少客观检测指标的空白。

## 权 利 要 求 书

1. 一种应用计算机技术对脑电涨落信号进行分析的方法, 其特征在于, 先对脑电信号数据按一定时间长度进行分段, 对每段数据进行功率谱分析, 选  
5 择出 0.5-50Hz 范围内的最大功率幅值, 进行功率谱分析及频谱分析, 获得超慢波范围内的功率谱涨落图, 再对涨落图进行一系列分析, 获得一系列数据参数, 以数值、图形和曲线的方式显示出来, 其具体分析方法最少包括常规功率谱分析的如下步骤:

(1) 对给定时间长度的时域脑电信号做功率谱分析, 即对脑电信号  $x(n)$  的  
10 N 点观察数据  $x_N(n)$  直接做傅里叶变换, 得到  $X_N(e^{j\omega})$ ;

(2) 取其幅值的平方, 并除以 N, 作为对  $x(n)$  的真实的功率谱  $P(e^{j\omega})$  的估计, 用周期图法估计出的功率谱可以表示为,  $P(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} |X_N(\omega)|^2$ ;

(3)  $X_N(\omega)$  的计算由快速傅里叶变换计算得到:

$$X_N(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk}, k = 0, 1, \dots, N-1, W_N = e^{-j\frac{2\pi}{N}}, \text{ 功率谱可表示为,}$$

$$15 \quad P(k) = \frac{1}{N} |X_N(k)|^2.$$

2. 如权利要求 1 所述的脑电涨落信号分析方法, 其特征在于, 还包括脑电功率涨落信号分析, 其具体方法包括如下步骤:

(1) 选择边瓣幅值小且衰减快的窗函数, 它表示为,

$$\omega(n) = 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), n = 0, 1, \dots, N-1.$$

$$20 \quad x_N(n) = x(n)\omega(n);$$

(2) 对信号  $x_N(n) = x(n)\omega(n)$  做功率谱分析, 采样时间为 T 秒, 计算 FFT 得到频谱的频域分辨率为  $1/T$ , 选择出能量最大的功率幅值 p 及相应的频率 f;

(3) 按时间顺序对总时间长度为 N 秒的时域脑电信号按 T 秒进行分段, 依次对 N/T 段数据进行常规功率谱分析和脑电涨落信号分析, 得到最大功率幅值  
25 涨落信号 p(n) 和相应频率涨落信号 f(n),  $n=1 \dots n, n=N/T$ .

3. 如权利要求 2 所述的脑电涨落信号分析方法, 其特征在于, 还包括脑电涨落图分析, 其具体方法包括如下步骤:

(1) 对长度为  $n$  点的最大功率幅值涨落信号  $p(n)$  进行分析;

(2) 乘上长度为  $n$  的 Hanning 窗, 再做功率谱分析, 数据时间长度单位为  $N$  秒, 因而频域分辨率为  $1/N$  Hz, 取功率谱分析结果中一定频率范围的谱线组成脑涨落图;

(3) 当总采样时间大于  $N$  秒时, 以  $N$  秒为单位进行段落划分, 对每一段分别进行上述常规功率谱分析、脑电涨落信号分析和脑电涨落图分析。

4. 如权利要求 3 所述的脑电涨落信号分析方法, 其特征在于, 还包括  $S$  谱系分析, 其具体方法包括如下步骤:

(1) 从每一个导联脑电涨落图中找出幅值最大的几条优势谱线  $D1-Dn$ , 按幅值从大到小排序, 得到单一导联数据的  $S$  谱, 共  $n$  个数值;

(2) 综合所有  $N$  导联共得到  $N*n$  条优势谱线, 把频率相同的优势谱线的数目累加, 得  $S$  谱总谱;

(3) 当总采样时间大于  $N$  秒时, 以  $N$  秒为单位进行段落划分, 对每一段分别进行常规功率谱分析、脑电功率涨落信号分析、脑电涨落图分析和  $S$  谱系分析, 分别以各项分析结果的数值为纵轴, 以时间为横轴做出曲线。

5. 如权利要求 1 所述的脑电涨落信号分析方法, 其特征在于, 脑电信号采集途径包括应用任何导联或导联组合。

6. 如权利要求 5 所述的脑电涨落信号分析方法, 其特征在于, 脑电信号的采集采用国际标准导联系统的 12 导联, 电极置放位置分别为  $F3$ 、 $F4$ 、 $C3$ 、 $C4$ 、 $P3$ 、 $P4$ 、 $O1$ 、 $O2$ 、 $F7$ 、 $F8$ 、 $T5$ 、 $T6$ 。

7. 如权利要求 2 所述的脑电涨落信号分析方法, 其特征在于, 还包括在脑电功率涨落信号分析基础上所进行的第二层次分析项目——熵值运算和单频竞争分析方法中的一种或两种, 其中, 所述熵值运算包括如下步骤:

(1) 根据  $H = -\sum_{k=8}^{13} p_k \lg_2 p_k$  计算熵,  $p_k$  为脑电波中各个频率占优的概率;

(2) 综合所有  $N$  个导联总概率分布进行熵值计算得到总熵, 总数为  $n*N$ ;

所述单频竞争分析包括把脑电涨落信号中的频率涨落图  $f(n)$  中相同的最优频率数目随时间变化过程累加, 得到最优频的概率曲线。

8. 如权利要求 4 所述的脑电涨落信号分析方法, 其特征在于, 还包括在 S 谱系分析基础上进行的第二层次 21 个分析项目中的任何一个项目或任意组合的项目, 所述 21 个项目为, (3)S 谱总谱分析、(4)基本谱系分析、(5)最优值分析、(6) A/P 逆转、L/R 失衡情况分析、(7)特频分析、(8)异频分析、(9)连频分析、(10)最优频分析、(11) S 谱系功率空间分布分析、(12)单频功率及相对值 (L/R) 分布分析、(13)平均功率分布分析、(14)功率相对值 A/P、L/R 分析、(15)长时程 S 谱系曲线分析、(16)长时程优势谱线曲线分析、(17)长时程基本谱系曲线分析、(18)长时程功率空间分布曲线分析、(19)长时程熵值曲线分析、(20)长时程特频曲线分析、(21)长时程连频曲线分析、(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析、(23)长时程常规功率谱曲线分析, 其中,

所述 S 谱总谱分析方法为, 将 S 谱系分析中得到的 S 谱总谱数据用图形表示出来;

所述基本谱系分析方法为, 对 S 谱中基频对应的 S 谱系进行统计分析, 从频率大于 3 mHz 开始累加其倍周期频率的数值, 同时把所有导联按照在头部的放置位置分成左前、左后、右前、右后四个部分分别进行统计;

所述最优值分析方法为, 将优势频率的功率数值和相应频率按导联的空间位置分布显示;

所述 A/P 逆转、L/R 失衡情况分析方法为, 按导联空间分布位置计算每一频率功率值的前后比值 A/P, 将 A/P 值大于一定限值的频率显示; 同时计算左右比值 L/R, 将 L/R 值大于一定限值的频率显示;

所述特频分析、异频分析、连频分析、最优频分析四个项目; 其方法为, 分别将每导联的特频、异频、连频、最优频按导联空间分布位置显示;

所述 S 谱系功率空间分布分析方法为, 将脑电涨落图中的每条谱线的功率值按空间导联位置分布排列, 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱线的选择, 将被选定的谱线, 按导联的空间位置分布显示其在每个导联下的功率数值;

所述单频功率及相对值 (L/R) 分布分析方法为, 将每导联优势谱线 D1-Dn 相应的功率值相加, 得到每导联的总功率值; 将基频的功率及左右比值 (L/R) 中大于限定值或小于 1/限定值的数值按导联的空间分布显示;

所述平均功率分布分析方法为, 将每个导联平均功率按导联空间分布位置

显示;

所述功率相对值 A/P、L/R 分析方法为, 按导联空间分布位置计算功率值的前后比值和左右比值;

5 所述长时程 S 谱系曲线分析方法为, 分别以每个导联下或全部导联的每一个谱系或每一条谱线的涨落数值为纵轴, 以时间为横轴做出曲线, 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱线或谱系的选择;

所述长时程优势谱线曲线分析方法为, 以进入优势谱线区的谱线的频率为纵轴, 以时间为横轴做出曲线, 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行优势谱线排名序次(D1-Dn)的选择;

10 所述长时程基本谱系曲线分析方法为, 分别以所有导联或每个导联下的基本谱系各个时间段的涨落数值为纵轴, 以时间为横轴做出基本谱系曲线, 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱系选择;

15 所述长时程功率空间分布曲线分析方法为, 每一个导联下, 每一条谱线, 以其功率值为纵轴, 以时间为横轴做出曲线, 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱线选择;

所述长时程熵值变化曲线分析方法为, 将全部导联或每个导联下的熵值为纵轴, 以时间为横轴分别做出曲线;

所述长时程特频曲线分析方法为, 分别以所有导联或每个导联下特频出现的个数为纵轴、时间为横轴做出曲线;

20 所述长时程连频曲线分析方法为, 分别以所有导联或每个导联下的连频出现的个数为纵轴、时间为横轴分别做出曲线;

25 所述长时程基本谱系功率空间分布曲线分析方法为, 从单频功率及相对值分布(L/R)分析中读取基本谱系的每个导联下的功率值, 以功率值为纵轴, 以时间为横轴作出曲线, 按导联的空间位置分布显示出每条曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱系选择;

所述长时程熵值变化曲线分析方法为, 以全部导联或每个导联下的熵值为纵轴, 以时间为横轴分别做出曲线;

所述长时程特频曲线分析方法为, 分别以所有导联或每个导联下特频出现的个数为纵轴, 以时间为横轴做出曲线;

30 所述长时程连频曲线分析方法为, 分别以所有导联或每个导联下连频出现

的个数为纵轴，以时间为横轴分别做出曲线；

所述长时程基本谱系功率空间分布曲线分析方法为，从单频功率及相对值分布（L/R）分析中读取基本谱系每个导联下的功率值，以功率值为纵轴，以时间为横轴做出曲线，按导联的空间位置分布显示出每条曲线，在显示界面上以

5 “画中画”方式开一窗口，进行谱系选择；

所述长时程常规功率谱曲线分析方法为，从常规功率谱中找出幅值最大的 n 个频率 D1-Dn，按幅值从大到小排序，分别以这些频率的功率值为纵轴，以时间为横轴，作出 n 条动态曲线；

9. 如权利要求 8 所述的脑电涨落信号分析方法，其特征在于，还包括 (24)  
10 长时程事件标记识别分析，其方法为，辨认脑电记录盒所记录的事件标记信号，将这些标记信号在脑电信号回放及各种动态曲线时间轴的相应位置显示标记符号，它与 (15) 长时程 S 谱系曲线分析、(16) 长时程优势谱线曲线分析、(17) 长时程基本谱系曲线分析、(18) 长时程功率空间分布曲线分析、(19) 长时程熵值曲线分析、  
15 (20) 长时程特频曲线分析、(21) 长时程连频曲线分析、(22) 长时程基本谱系功率空间分布曲线分析、(23) 长时程常规功率谱曲线分析九个项目中的任何一个或任意几个项目结合应用。

10. 如权利要求 1、2、3、4、7、8、9 任一权利要求所述的脑电涨落信号分析方法，其特征在于，所述各项分析方法可应用于对任意一个或几个导联组合所采集的脑电信号进行数据处理，并且可以选择将分析结果中一个或几个导  
20 联组合的运算结果输出到终端处理器进行显示、打印或存储。

11. 一种脑电涨落信号的分析设备，其特征在于，它包括电极、数字化脑电信号放大器或脑电记录盒、个人计算机、数据处理器、终端处理器，并依次连接，其中，电极采集脑电信号，传送到数字化脑电信号放大器和/或脑电信号记录盒，对信号接受、放大、数模转换、数字滤波或/和数据存储，信号再  
25 上传至个人计算机，由与计算机相连的数据处理器完成数据处理和涨落分析，分析结果传输到终端处理器进行存储、显示或打印。

12. 如权利要求 11 所述的脑电涨落信号分析设备，其特征在于，所述数据处理器包括常规功率谱分析模块，用于对给定时间长度的时域脑电信号做功

率谱分析，得到功率谱，可表示为，
$$P(k) = \frac{1}{N} |X_N(k)|^2$$
。



13. 如权利要求 12 所述的脑电涨落信号分析设备, 其特征在于, 所述数据处理器还包括脑电功率涨落信号分析模块, 用于选择边瓣幅值小且衰减快的

窗函数, 它表示为,  $\omega(n) = 0.5 - 0.5 \cos(\frac{2\pi n}{N}), n = 0, 1, \dots, N-1$ , 对脑电信号  $x(n)$  数据进行截短, 得到  $x_N(n) = x(n)\omega(n)$ ; 对上述信号  $x_N(n) = x(n)\omega(n)$  做功率谱分析, 采样时间为 T 秒, 计算 FFT 得到频谱的频域分辨率为  $1/T$ , 选择出能量最大的功率幅值 p 及相应的频率 f; 按时间顺序对总的时域脑电信号进行分段, 依次对每段数据进行常规功率谱分析和脑电涨落信号分析, 得到最大功率幅值涨落信号 p(n) 和相应频率涨落信号 f(n),  $n=1 \dots n$ 。

14. 如权利要求 13 所述的脑电涨落信号分析设备, 其特征在于, 所述数据处理器还包括脑电涨落图分析模块, 用于对长度为 n 点的最大功率幅值涨落信号 p(n) 进行分析; 乘上长度为 n 的 Hanning 窗, 再做功率谱分析, 数据时间长度单位为 N 秒, 因而频域分辨率为  $1/N$  Hz, 取功率谱分析结果中频带一定范围的谱线组成脑电涨落图; 当总采样时间大于 N 秒时, 以 N 秒为单位进行段落划分, 对每一段重复进行常规功率谱分析、脑电功率涨落信号分析和脑电涨落图分析。

15. 如权利要求 11 所述的脑电涨落信号分析设备, 其特征在于, 所述数据处理器还包括 S 谱系分析模块, 用于从每一个导联脑电涨落图中找出幅值最大的几条最优谱线 D1-Dn, 按幅值从大到小排序, 得到单一导联数据的 S 谱, 共 n 个数值; 综合所有 N 导联共得到  $N \times n$  条优势谱线, 把频率相同的优势谱线的数目累加, 得到 S 谱总谱。

16. 如权利要求 13 所述的脑电涨落信号分析设备, 其特征在于, 所述脑电功率涨落信号分析模块数据传输给熵值运算模块和/或单频竞争分析模块, 其中,

所述熵值运算模块用于根据  $H = -\sum_{k=8}^{13} p_k \lg_2 p_k$  来计算熵, 综合所有 N 个导联

总概率分布进行熵值计算得到总熵;

所述单频竞争分析模块用于把脑电涨落信号中的频率涨落图 f(n) 中相同的最优频率数目随时间变化过程累加, 得到最优频的概率曲线。

17. 如权利要求 15 所述的脑电涨落信号分析设备, 其特征在于, 所述 S

谱系分析模块数据传输给以下第二层次 21 个分析模块中的任何一个模块或任意个模块组合, 所述 21 个模块为, (3)S 谱总谱分析模块、(4)基本谱系分析模块、(5)最优值分析模块、(6) A/P 逆转、L/R 失衡情况分析模块、(7)特频分析模块、(8)异频分析模块、(9)连频分析模块、(10)最优频分析模块、(11) S 谱系功率空间分布分析模块、(12)单频功率分布分析模块、(13)平均功率分布分析模块、(14)功率相对值 A/P、L/R 分析模块、(15)长时程 S 谱系曲线分析模块、(16)长时程优势谱线曲线分析模块、(17)长时程基本谱系曲线分析模块、(18)长时程功率空间分布曲线分析模块、(19)长时程熵值曲线分析模块、(20)长时程特频曲线分析模块、(21)长时程连频曲线分析模块、(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析模块、(23)长时程常规功率谱曲线分析模块, 其中,

所述(3)S 谱总谱分析模块, 将 S 谱总谱数据用图形表示出来;

所述(4)基本谱系分析模块, 用于对 S 谱中基频对应的 S 谱系进行统计分析, 从频率大于 3 mHz 开始累加其倍数频率的数值, 同时把所有导联按照在脑部的分布位置分成前后左右若干部分分别进行统计;

所述(5)最优值分析模块, 用于按导联的空间位置分布显示每个导联下的 D1-Dn 优势频率的功率数值和相应频率;

所述(6)A/P 逆转、L/R 失衡情况分析模块, 用于按导联空间分布位置计算每一个频率功率值的前后比值 A/P 和左右比值 L/R, 并将 A/P 值或 L/R 值大于一定限值的频率显示出来;

所述(7)特频分析模块、(8)异频分析模块、(9)连频分析模块、(10)最优频分析模块, 分别用于将每导联的特频、异频、连频、每个最优频按导联空间分布位置显示出来;

所述(11)S 谱系功率空间分布分析模块, 用于将脑电涨落图中每条谱线的功率值按空间导联位置分布排列, 在显示界面上以“画中画”方式开一窗口, 进行谱线的选择, 将被选定频率的谱线, 按导联的空间位置分布显示出每个导联下的功率数值;

所述(12)单频功率及相对值分布 L/R 分析模块, 用于将每导联优势谱线 D1-Dn 相应的功率值相加, 得到每导联的总功率值; 将基频的功率及左右比值 (L/R) 中大于限定值或小于 1/限定值的数值按导联的空间分布显示出来;

所述(13)平均功率分布分析模块, 将每个导联平均功率按导联空间分布位置

显示出来;

所述(14)功率相对值 A/P、L/R 分析模块,按导联空间分布位置计算功率值的前后比值和左右比值;

5 所述(15)长时程 S 谱系曲线分析模块,分别以每个导联下或全部导联的每一个谱系或每一条谱线的涨落数值为纵轴,以时间为横轴,做成曲线,在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱线或谱系选择;

所述(16)长时程优势谱线曲线分析模块,用于以进入优势谱线区的谱线的频率为纵轴,以时间为横轴做成曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行优势谱线排名序次(D1-Dn)的选择;

10 所述(17)长时程基本谱系曲线分析模块,用于分别以所有导联或每个导联下的基本谱系各个时间段的涨落数值为纵轴,以时间为横轴做成基本谱系曲线;在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱系的选择;

15 所述(18)长时程功率空间分布曲线分析模块,用于将每一个导联下的每一条谱线,以其功率值为纵轴,以时间为横轴做出曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱线的选择;

所述(19)长时程熵值变化曲线分析模块,用于将全脑或每个导联下的熵值为纵轴,以时间为横轴分别做出曲线;

所述(20)长时程特频曲线分析模块,用于以所有导联或每个导联的特频出现的个数为纵轴以时间为横轴做出曲线;

20 所述(21)长时程连频曲线分析模块,以所有导联或每个导联下的连频出现的个数为纵轴,以时间为横轴分别做出曲线;

25 所述(22)长时程基本谱系功率空间分布曲线分析模块,用于从单频功率及相对值分布(L/R)分析中读取基本谱系的每个导联下的功率值,以功率值为纵轴,以时间为横轴作出曲线,按导联的空间位置分布显示出每条曲线。在显示界面上以“画中画”方式开一窗口,进行谱系的选择;

所述(23)长时程常规功率谱曲线分析模块,用于从常规功率谱中找出幅值最大的 n 个频率 D1-Dn,按幅值从大到小排序,分别以这些频率的功率值为纵轴,以时间为横轴,作出 n 条动态曲线;

30 18. 如权利要求 15 所述的脑电涨落信号分析设备,其特征在于,所述 S 谱系分析模块数据传输给(24)长时程事件标记识别模块,用于辨认脑电记录

- 盒所记录的事件标记信号, 将这些标记信号在脑电信号回放及各种动态曲线时间轴的相应位置显示标记符号, 它与(15)长时程 S 谱系曲线分析模块、(16)长时程优势谱线曲线分析模块、(17)长时程基本谱系曲线分析模块、(18)长时程功率空间分布曲线分析模块、(19)长时程熵值曲线分析模块、(20)长时程特频曲线分析模块、
- 5 (21) 长时程连频曲线分析模块、(22) 长时程基本谱系功率空间分布曲线分析模块、(23) 长时程常规功率谱曲线分析模块九个模块中的任何一个或任意几个结合应用。

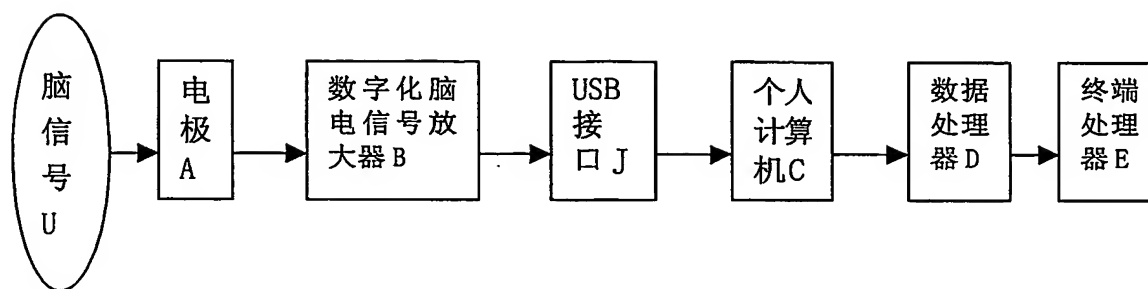


图 1

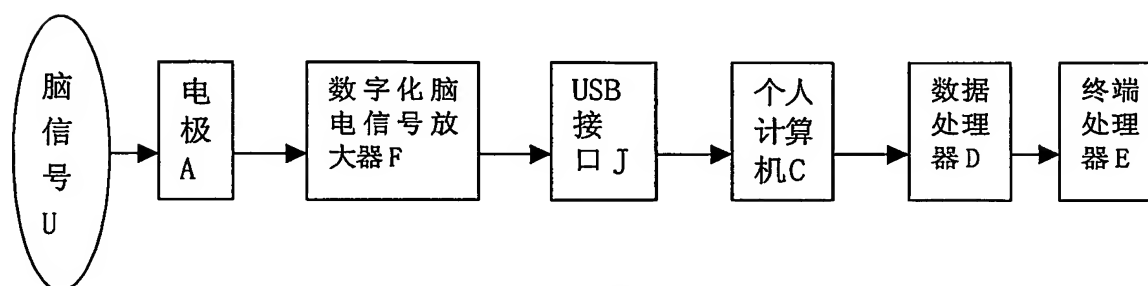


图 2

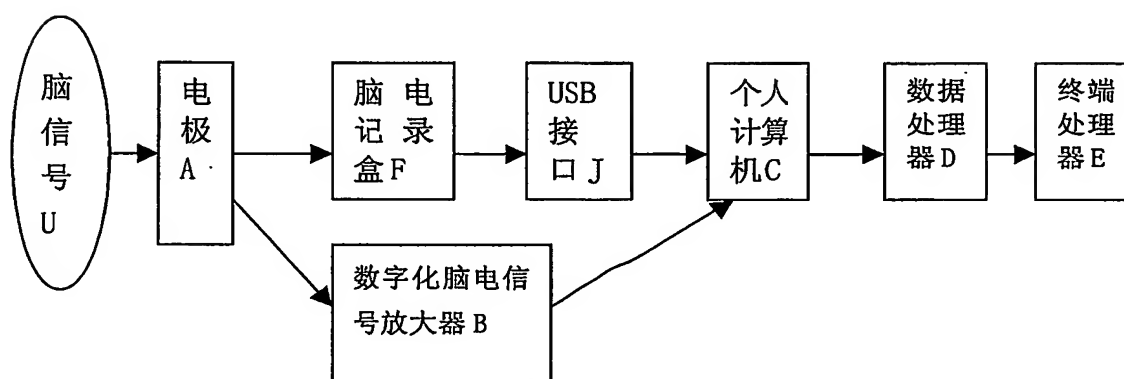


图 3

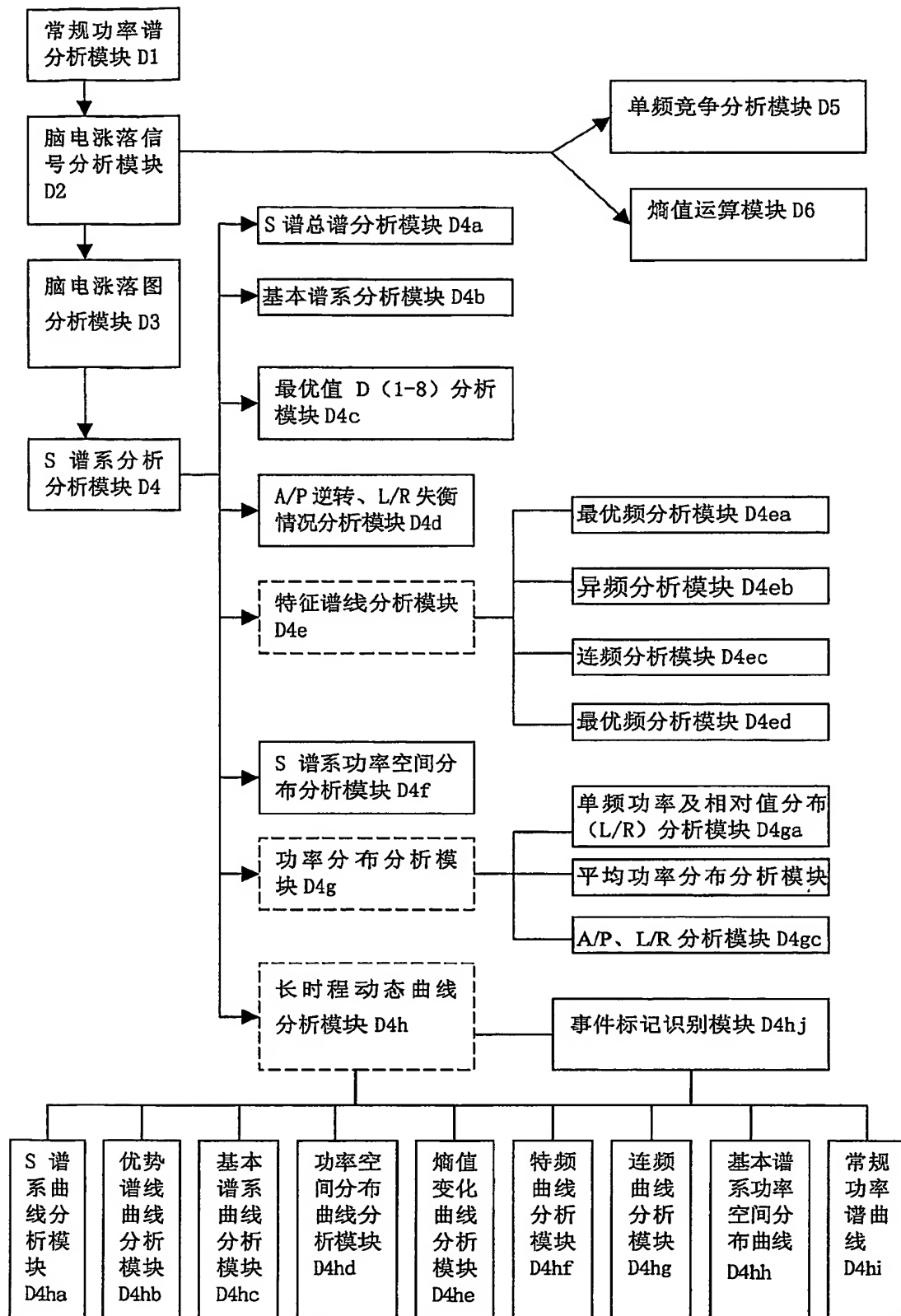


图 4

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2004/001493

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC7 A61B5/0476

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI EPODOC PAJ CNPAT

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US,A,5458117 (Aspect Medical Systems, Inc.) 17.Oct 1995 (17.10.1995), column 5 line 5 to column 7 line 3, Fig.1,2.	11, 12
A	US,A,5678560 (DFC Co., Ltd. et al) 21.Oct 1997 (21.10.1997), entire document.	1-18
A	CN,A,1289915 (SHANGHAI QIGONG INST) 04.Apr. 2001 (04.04.2001), entire document.	1-18
A	CN,Y,2256702 (CHINA HUAYANG INT) 25.Jun 1997 (25.06.1997), entire document.	1-18
A	JP,A,6261873 (KANEBO LTD) 20.Sep 1994 (20.09.1994), entire document.	1-18

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim (S) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 08. Mar 2005 (08.03.2005)	Date of mailing of the international search report 31 · MAR 2005 (31 · 03 · 2005)
Name and mailing address of the ISA/ 6 Xitucheng Rd., Jimen Bridge, Haidian District, 100088 Beijing, China Facsimile No. (86-10)62019451	Authorized officer ZHOU, Dongli Telephone No. (86-10)62085817

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/CN2004/001493

Patent document Cited in search report	Publication date	Patent family members	Publication date
US,A,5458117	17.10.1995	WO,A,9533404	14.12.1995
		JP,T,10501163	03.02.1998
		ES,T,2199994	01.03.2004
		EP,B,0764001	14.05.2003
		EP,A,0764001	26.03.1997
		DE,E,69530768	18.06.2003
US,A,5678560	21.10.1997	DE,A,4327429	17.03.1994
		DE ,C, 4327429	28.05.1997
		JP,A,6296597	25.10.1994
CN,A,1289915	04.04.2001	None	
CN,Y,2256702	25.06.1997	None	
JP,A,6261873	20.09.1994	None	



## 国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2004/001493

## A. 主题的分类

IPC<sup>7</sup> A61B5/0476

按照国际专利分类表(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

## B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC<sup>7</sup> A61B5

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNPAT, EPODOC, WPI, PAJ

## C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	US,A,5458117 (Aspect Medical Systems, Inc.) 17.10 月 1995 (17.10.1995), 见说明书第 5 栏第 5 行至第 7 栏第 3 行, 附图 1 和 2。	11, 12
A	US,A,5678560 (DFC Co., Ltd. 等) 21.10 月 1997 (21.10.1997), 见全文。	1—18
A	CN,A,1289915 (上海市气功研究所) 04.4 月 2001 (04.04.2001), 见全文。	1—18
A	CN,Y,2256702 (中国华阳国际技术公司) 25.6 月 1997 (25.06.1997), 见全文。	1—18
A	JP,A,6261873 (KANEBO LTD) 20.9 月 1994 (20.09.1994), 见全文。	1—18

☐ 其余文件在 C 栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

\* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&amp;” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

08.3 月 2005 (08.03.2005)

国际检索报告邮寄日期

31.3月2005 (31.03.2005)

中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN)

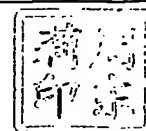
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088

传真号: (86-10)62019451

授权官员

周东莉

电话号码: (86-10)62085817



国际检索报告  
关于同族专利的信息

国际申请号  
PCT/CN2004/001493

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
US,A,5458117	17.10.1995	WO,A,9533404	14.12.1995
		JP,T,10501163	03.02.1998
		ES,T,2199994	01.03.2004
		EP,B,0764001	14.05.2003
		EP,A,0764001	26.03.1997
		DE,E,69530768	18.06.2003
US,A,5678560	21.10.1997	DE,A,4327429	17.03.1994
		DE,C,4327429	28.05.1997
		JP,A,6296597	25.10.1994
CN,A,1289915	04.04.2001	无	
CN,Y,2256702	25.06.1997	无	
JP,A,6261873	20.09.1994	无	